

日 本 国 特 許 庁
PATENT OFFICE
JAPANESE GOVERNMENT

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されて
いる事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed
with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application



2000年 1月13日

出 願 番 号
Application Number:

特願2000-004939

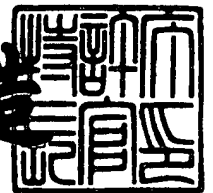
願 人
Applicant (s):

富士写真フイルム株式会社

2000年10月 6日

特許庁長官
Commissioner,
Patent Office

及 川 耕 造



CERTIFIED COPY OF

PRIORITY DOCUMENT

出証番号 出証特2000-3081260

【書類名】 特許願

【整理番号】 P24864J

【あて先】 特許庁長官 近藤 隆彦 殿

【国際特許分類】 A61B 5/14
A61N 5/06

【発明者】

【住所又は居所】 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士写真フイルム株式会社内

【氏名】 辻田 和宏

【発明者】

【住所又は居所】 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士写真フイルム株式会社内

【氏名】 阿賀野 俊孝

【特許出願人】

【識別番号】 000005201

【氏名又は名称】 富士写真フイルム株式会社

【代理人】

【識別番号】 100073184

【弁理士】

【氏名又は名称】 柳田 征史

【選任した代理人】

【識別番号】 100090468

【弁理士】

【氏名又は名称】 佐久間 剛

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 008969

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9814441

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 蛍光画像表示方法および装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体組織に励起光を照射することにより該生体組織から発生した蛍光と前記生体組織に参照光を照射することにより該生体組織によって反射された反射参照光とをそれぞれ蛍光画像および参照光画像として検出し、前記蛍光画像と前記参照光画像とに基づき前記生体組織の組織性状を表す組織性状画像を求め、該組織性状画像を表示する蛍光画像表示方法において、

前記参照光画像に含まれる正反射光領域を認識し、前記組織性状画像を表示する際に前記正反射光領域を予め定められた特定の正反射光領域表示態様で表示することを特徴とする蛍光画像表示方法。

【請求項 2】 生体組織に励起光を照射することにより該生体組織から発生した蛍光と前記生体組織に参照光を照射することにより該生体組織によって反射された反射参照光とをそれぞれ蛍光画像および参照光画像として検出する検出手段と、前記蛍光画像と前記参照光画像とに基づいて作成された前記生体組織の組織性状を表す組織性状画像を表示する表示手段とを備えた蛍光画像表示装置において、

前記参照光画像に含まれる正反射光領域を認識する認識手段を備え、前記表示手段が、前記認識手段によって認識された前記正反射光領域を予め定められた特定の正反射光領域表示態様で表示するものであることを特徴とする蛍光画像表示装置。

【請求項 3】 前記正反射光領域の認識手段が、前記参照光画像の輝度に基づいて正反射光領域を認識するものであることを特徴とする請求項 2 記載の蛍光画像表示装置。

【請求項 4】 前記表示手段が、前記組織性状画像を静止画像として表示する場合に限り、前記正反射光領域を予め定められた特定の正反射光領域表示態様で表示するものであることを特徴とする請求項 2 または 3 記載の蛍光画像表示装置。

【請求項 5】 前記組織性状画像が蛍光収率を表すものであることを特徴と

する請求項 2 から 4 いずれか 1 項記載の蛍光画像表示装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、励起光の照射により生体組織から発生した蛍光に基づき前記生体組織の組織性状を表す画像を表示する蛍光画像表示方法および装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

従来より、励起光を生体組織に照射することにより、この生体組織から発生した自家蛍光を画像として検出し、生体の組織性状を観察する装置が知られており、例えば、体腔内の生体組織に励起光を照射し、この励起光の照射により生体組織から発生した蛍光の強度と、生体組織が受光した前記励起光の強度との比率で表される蛍光収率を画像として表示することにより生体の組織性状を観察する内視鏡装置が提案されている。

【0003】

上記蛍光収率は、生体の正常組織および病変組織が同一強度の励起光を受光した場合に正常組織から発生する蛍光の強度が病変組織から発生する蛍光の強度より高いことに基づき病変組織と正常組織との識別を行うために用いられる指標であり、このようにして求められる蛍光収率は同一の被測定部位における前記励起光の受光強度と蛍光の発光強度との比率で表される値なので、励起光を照射する射出点と励起光が照射された生体組織の被測定部位との距離および角度等に影響されずに生体の組織性状の測定を行なうことができる。

【0004】

なお、実際に蛍光収率を求めるにあたっては生体組織が受光した励起光の強度を直接測定することが難しいので、生体組織に照射された近赤外光等の参照光がこの生体組織によって反射された光（以後反射参照光と呼ぶ）の強度によって前記励起光の受光強度を代替し蛍光収率を求めている。

【0005】

なお、生体組織に参照光を照射すると生体組織を覆っている粘膜や血液によって参照光が鏡面反射（正反射）され、この反射光（正反射光）が検出光路を伝播して直接検出されることがある。そして、正反射光が生じた生体組織上の正反射光領域は輝度の非常に高い輝点として検出されるのでこの領域からは正確な蛍光収率を表す画像が得られない場合がある。

【 0 0 0 6 】

この正反射による影響を除去する一般的な方式としては、偏光フィルタを介して直線偏光とされた光を生体組織に照射し、この生体組織によって反射された光を撮像側にクロスニコルの配置となるように偏光フィルタを配置した光学系を介して撮像することにより、照射された光の偏光方向が保存されている正反射光を除去する方式が知られている。また、偏光フィルタを介して直線偏光とされた光を生体組織に照射し、この生体組織によって反射され撮像素子によって受光された光の輝度が一定レベルを越えた場合に検光子を回転させて受光される正反射光の輝度を低減する方式や、正反射光を含む複数の画像を撮像して、それらの画像上の対応点を検出し、正反射光による輝点が目立たないように画像を合成する画像処理を施す方式等も提案されている。

【 0 0 0 7 】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、生体組織から発生した蛍光に基づいて、この生体の組織性状を表す画像を表示する場合には、生体の組織性状が誤って診断されるような画像として表示されることが非常に大きな問題となるので、単に正反射光の影響が目立たないように処理しただけでは不十分である。

【 0 0 0 8 】

例えば、蛍光収率を用いて生体の組織性状を表示しようとする場合には、参照光が正反射された生体組織の領域は高い強度の励起光を受光した領域として認識される。そして、その領域から発生する蛍光の強度は正反射光の強度とは無関係なので蛍光収率が低い領域となり病変組織と類似した形態で表示されるので、生体の組織性状との対応が不明確なまま表示されてしまうことがある。

【 0 0 0 9 】

また、偏光フィルタによって正反射光の影響を除去する方式は、機構が複雑になりかつ蛍光の光量も減少してしまう等の問題がある。

【0010】

従って、画像処理によって輝点を目立たなくしたり、偏光フィルタを撮像素子の入射光路に挿入することにより正反射光の強度を弱めたりした画像等では生体の組織性状を観察するために用いる十分に信頼のできる画像とはならない場合がある。

【0011】

なお、この種の課題は生体組織に励起光を照射した際に発生する蛍光（自家蛍光）、および予め蛍光診断薬を吸収させた生体組織に励起光を照射した際に発生する蛍光（薬剤蛍光）に共通する課題である。

【0012】

本発明は、上記の事情に鑑みてなされたものであり、生体の組織性状を表す画像に含まれる正反射光領域を予め定められた特定の形態で表示することにより信頼性の高い生体の組織性状の観察を行うことができる蛍光画像表示方法および装置を提供することを目的とするものである。

【0013】

【課題を解決するための手段】

本発明の蛍光画像表示方法は、生体組織に励起光を照射することにより該生体組織から発生した蛍光と前記生体組織に参照光を照射することにより該生体組織によって反射された反射参照光とをそれぞれ蛍光画像および参照光画像として検出し、前記蛍光画像と前記参照光画像とに基づき前記生体組織の組織性状を表す組織性状画像を求め、この組織性状画像を表示する蛍光画像表示方法において、前記参照光画像に含まれる正反射光領域を認識し、前記組織性状画像を表示する際に前記正反射光領域を予め定められた特定の正反射光領域表示態様で表示することを特徴とする。 本発明の蛍光画像表示装置は、生体組織に励起光を照射することにより該生体組織から発生した蛍光と前記生体組織に参照光を照射することにより該生体組織によって反射された反射参照光とをそれぞれ蛍光画像および参照光画像として検出する検出手段と、前記蛍光画像と前記参照光画像とに基

づいて作成された前記生体組織の組織性状を表す組織性状画像を表示する表示手段とを備えた蛍光画像表示装置において、前記参照光画像に含まれる正反射光領域を認識する認識手段を備え、前記表示手段が、前記認識手段によって認識された前記正反射光領域を予め定められた特定の正反射光領域表示態様で表示するものであることを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

前記正反射光領域の認識手段は、前記参照光画像の輝度に基づいて正反射光領域を認識するものとすることができる。

【 0 0 1 5 】

前記表示手段は、前記組織性状画像を静止画像として表示する場合に限り、前記正反射光領域を予め定められた特定の正反射光領域表示態様で表示するものとすることができる。

【 0 0 1 6 】

前記組織性状画像は、蛍光収率を表すものとすることができる。

【 0 0 1 7 】

【発明の効果】

本発明の蛍光画像表示方法および装置によれば、蛍光画像と参照光画像とに基づき生体の組織性状を表す組織性状画像を求め、この組織性状画像を表示するにあたり、参照光画像に含まれる正反射光領域を認識し、前記組織性状画像を表示する際にこの正反射光領域を予め定められた特定の正反射光領域表示態様で表示するようにしたので、上記組織性状画像が表示されたときに正反射光領域と病変組織の領域とを容易に区別することができ、信頼性の高い組織性状の観察を行うことができる。

【 0 0 1 8 】

なお、前記正反射光領域の認識を、前記参照光画像の輝度に基づいて行うものとするれば、確実に正反射光の領域を認識することができ、より信頼性の高い組織性状の観察を行うことができる。

【 0 0 1 9 】

また、前記表示を、前記組織性状画像を静止画像として表示する場合に限り、

前記正反射光領域を予め定められた特定の正反射光領域表示態様で表示するもの
とすれば、高速な演算処理を行い実時間で正反射光領域を表示する必要がなく、
マイクロプロセッサおよびメモリ等の装置の負担が軽減される。

【 0 0 2 0 】

また、前記組織性状画像を、蛍光収率を表すものとするれば、より信頼性の高い
組織性状の観察を行うことができる。

【 0 0 2 1 】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の具体的な実施の形態について図面を用いて説明する。図 1 は、
本発明を内視鏡に適用した蛍光内視鏡装置の概略構成を示す図である。本実施の
形態による蛍光内視鏡装置 8 0 0 は、2 つの互いに異なる波長領域の光を射出す
る光源を備えた光源ユニット 1 0 0、光源ユニット 1 0 0 から射出された光を後
述する照射光ファイバ 2 1 を介して生体組織 1 に照射し、これらの光の照射を受
けた生体組織 1 によって反射された反射光による像（以後反射光像 Z h と呼ぶ）
および生体組織 1 から発生した蛍光による像（以後蛍光像 Z k と呼ぶ）を撮像す
る内視鏡ユニット 2 0 0、内視鏡ユニット 2 0 0 によって撮像された反射光像 Z
h および蛍光像 Z k をデジタル値によって構成される 2 次元画像データに変換し
て出力する中継ユニット 3 0 0、および中継ユニット 3 0 0 から出力された 2 次
元画像データを演算することにより生体の組織性状を表す 2 次元画像データを得
、この 2 次元画像データを映像信号に変換して出力する演算ユニット 4 0 0 を備
えている。

【 0 0 2 2 】

光源ユニット 1 0 0 には、波長 7 8 0 n m 近傍の近赤外領域の光の波長と可視
領域の光の波長とを含む白色光 L w を射出する白色光光源 1 1 および 4 1 0 n m
の波長の励起光 L e を射出する励起光光源 1 2 が配設されており、白色光光源 1
1 から射出された白色光 L w は、異なる波長透過特性を持つ複数のフィルタが一
体に結合されモータ 1 3 の主軸に取り付けられた回転フィルタ 1 4 および 4 1 0
n m 以下の波長領域の光を反射し 4 1 0 n m を越える波長領域の光を透過するダ
イクロイックミラー 1 5 を透過して集光レンズ 1 6 によって集光され照射光ファ

イバ 2 1 の端面 2 1 a に入射する。一方、励起光光源 1 2 から射出された励起光 L_e は反射ミラー 1 7 およびダイクロイックミラー 1 5 によって反射され集光レンズ 1 6 により集光されて照射光ファイバの端面 2 1 a に入射する。

【 0 0 2 3 】

なお、回転フィルタ 1 4 は図 2 に示すように、近赤外の波長領域の光のみを透過させる N I R フィルタ、赤色の波長領域の光のみを透過させる R フィルタ、緑色の波長領域の光のみを透過させる G フィルタ、青色の波長領域の光のみを透過させる B フィルタおよび光を遮断する S K フィルタ（遮光フィルタ）からなり、この回転フィルタ 1 4 が回転することにより白色光光源 1 1 から射出された白色光 L_w は、図 3 のタイミングチャートに示すように近赤外光 L_n 、赤色光 L_r 、緑色光 L_g 、青色光 L_b に分離され（以後近赤外光 L_n を参照光 L_n と呼び、赤色光 L_r 、緑色光 L_g 、青色光 L_b を合わせて面順次光 L_m と呼ぶ）、これらの分離された光は順次照射光ファイバ 2 1 の端面 2 1 a に入射する。そして、S K フィルタによって白色光 L_w が遮光されている間に励起光光源 1 2 から射出された励起光 L_e はミラー 1 7 およびダイクロイックミラー 1 5 を経由して端面 2 1 a に入射する。

【 0 0 2 4 】

内視鏡ユニット 2 0 0 は、屈曲自在な先端部 2 0 1 と、光源ユニット 1 0 0 および中継ユニット 3 0 0 が接続された操作部 2 0 2 とから構成され、照射光ファイバ 2 1 が先端部 2 0 1 から操作部 2 0 2 に亘ってその内部に敷設されている。

【 0 0 2 5 】

照射光ファイバ 2 1 の端面 2 1 a に入射した参照光 L_n 、面順次光 L_m および励起光 L_e は、照射光ファイバ 2 1 の内部を伝搬して端面 2 1 b から射出され照射レンズ 2 2 を通して生体組織 1 に照射される。

【 0 0 2 6 】

参照光 L_n および面順次光 L_m の照射を受けた生体組織 1 によって反射された反射参照光による生体組織 1 の像（以後、参照光像 Z_n と呼ぶ）および反射面順次光による生体組織 1 の像（以後、面順次光像 Z_m と呼ぶ）は、対物レンズ 2 3 によって撮像素子 2 5 の受光面上に結像され撮像されて電氣的な画像信号に変換

されケーブル 2 6 によって中継ユニット 3 0 0 に伝送される。同様に励起光 L_e が照射された生体組織 1 から発生した 410 nm を超え 700 nm 近傍に亘る波長領域の蛍光によって形成される蛍光像 Z_k も、対物レンズ 2 3 によって撮像素子 2 5 の受光面上に結像され撮像されて電氣的な画像信号に変換されケーブル 2 6 によって中継ユニット 3 0 0 に伝送される。なお、対物レンズ 2 3 と撮像素子 2 5 との間には 410 nm の波長を遮断し 410 nm を越える波長領域の光を透過する励起光カットフィルタ 2 4 が配設されており蛍光像 Z_k に混入して対物レンズに入射した反射励起光はこの励起光カットフィルタ 2 4 によって遮断される。

【0027】

中継ユニット 3 0 0 には、ケーブル 2 6 によって伝送された各画像信号をデジタル値に変換する A/D 変換器 3 1、A/D 変換器 3 1 によってデジタル値に変換された参照光像 Z_n の 2 次元画像データを参照光画像データ D_n として記憶する参照光画像メモリ 3 2、A/D 変換器 3 1 によってデジタル値に変換された蛍光像 Z_n の 2 次元画像データを蛍光画像データ D_k として記憶する蛍光画像メモリ 3 3、および A/D 変換器 3 1 によってデジタル値に変換された面順次光像 Z_m の 2 次元画像データを面順次光画像データ D_m として記憶する面順次光画像メモリ 3 4 が配設されている。

【0028】

演算ユニット 4 0 0 には、参照光画像データ D_n を入力して参照光画像データ D_n に含まれる正反射光の影響を受けた領域を認識する正反射光領域認識器 4 1、正反射光領域認識器 4 1 によって認識された正反射光領域を表す正反射光領域データ D_{sh} を記憶する正反射光領域メモリ 4 2、参照光画像データ D_n と蛍光画像データ D_k とを入力し生体の組織性状を表す蛍光収率画像データ D_{ss} を求める蛍光収率演算器 4 3、および蛍光収率演算器 4 3 によって求められた蛍光収率画像データ D_{ss} を記憶する蛍光収率画像メモリ 4 4 が配設されており、正反射光領域メモリ 4 2 に記憶された正反射光領域データ D_{sh} 、蛍光収率画像メモリ 4 4 に記憶された蛍光収率画像データ D_{ss} および面順次光画像メモリ 3 4 に記憶された面順次光画像データ D_m は組織性状画像合成器 4 5 に入力され、それ

それぞれの画像データが重ね合わされて1つの画像になるように変換され、さらに映像信号処理回路46によって映像信号に変換されて出力される。

【0029】

演算ユニット400から出力された映像信号は表示器500に入力され表示される。

【0030】

次に、上記実施の形態における作用について説明する。なお、上記構成は、蛍光画像を得るために波長410nmの励起光を生体組織に照射し、参照光画像を得るために波長780nmの近赤外光を参照光として生体組織に照射するものであり、面順次光は生体組織の色および形を観察するために付加的に生体組織に照射するものである。

【0031】

光源ユニット100から射出され内視鏡ユニット200を経由して照射された励起光 L_e によって生体組織1から発生した蛍光により形成された生体組織1の蛍光像 Z_k と、光源ユニット100から射出され内視鏡ユニット200を経由して照射された参照光 L_n および面順次光 L_m が生体組織1によって反射されることにより形成された生体組織1の参照光像 Z_n および面順次光像 Z_m とは撮像素子25によって撮像され、中継ユニット300に伝送されてデジタル値からなる2次元画像データに変換され、それぞれ蛍光画像メモリ33、参照光画像メモリ32および面順次光画像メモリ34に記憶される。

【0032】

参照光画像メモリ32に記憶された参照光像 Z_n を表す参照光画像データ D_n は正反射光領域認識器41に入力され、この参照光像 Z_n の中の強度が極めて高い領域に対応する参照光画像データ D_n の中の画素領域、すなわち図4に示すように各画素位置における強度の中で予め設定された閾値 Q 以上となる強度を持つ画素領域 Z が正反射光領域として認識され、この領域は正反射光領域データ D_{sh} として正反射光領域メモリ42に記憶される。

【0033】

一方、上記参照光画像メモリ32に記憶された参照光像 Z_n を表す参照光画像

データ D_n および蛍光画像メモリ 33 に記憶された蛍光像 Z_k を表す蛍光画像データ D_k は蛍光収率演算器 43 に入力され、同じ画素位置に対応する蛍光画像データ D_k の値と参照光画像データ D_n の値との間で除算を行うことにより蛍光収率画像データ D_{ss} が求められる。すなわち

$$D_{ss} = D_k / D_n$$

の演算が全ての画素位置について行われ蛍光収率画像データ D_{ss} の値が求められる。

【0034】

なお、この蛍光収率画像データ D_{ss} は、生体組織が受光した励起光の強度とこの励起光の照射により発生した蛍光の強度との比率である蛍光収率を表す2次元画像データと同等のものであり、生体組織が受光した励起光の強度分布を直接測定することは難しいので、生体組織によって反射された反射参照光の強度分布を生体組織が受光した励起光の強度分布の代わりに用いて蛍光収率を求めたものである。そして、この蛍光収率画像データ D_{ss} は蛍光収率画像メモリ 44 に記憶される。

【0035】

次に、このようにして求められた、正反射光領域データ D_{sh} 、蛍光収率画像データ D_{ss} および面順次光画像データ D_m は組織性状画像合成器 45 に入力される。ここで、正反射光領域データ D_{sh} は図 5 (a) に示すように参照光が生体組織で正反射された領域 P_1 、 P_2 を表すデータであり、蛍光収率画像データ D_{ss} は生体の組織性状を表し図 5 (b) に示すように病変組織の領域 P_3 、 P_4 を示す画像データで、正反射光の影響により病変組織と類似した形態で表示される正反射光の影響を受けた領域 P_1' 、 P_2' も含む画像データである。また、面順次光画像データ D_m は図 5 (c) に示すように生体組織の通常観察される色および形状を表す画像データであり P_5 、 P_6 は面順次光が生体組織で正反射され輝点として表された領域を示す。

【0036】

上記 3 種類のデータが組織性状画像合成器 45 に入力されると、図 6 に示すように、面順次光画像データ D_m の表す生体組織が通常観察される画像（明るい部

分が 0 に近い値を持ち暗い部分が大きな値を持つ画像) 上に、蛍光収率画像データ D_{ss} によって病変組織として識別された領域 P_3 および P_4 を有する画像 (正常組織が 0 に近い値を持ち病変組織が大きな値を持つ画像) が加えられる。そして、正反射光領域データ D_{sh} が表す P_1 、 P_2 の領域、すなわち面順次光画像データ D_m が表す P_5 、 P_6 および蛍光収率画像データ D_{ss} が表す P_1' 、 P_2' と重なる領域は、病変組織として識別された P_3 および P_4 の領域と明確に区別ができるように予め定められた特定の正反射光表示態様 W_1 および W_2 (領域の周辺に突起を持ち領域内が暗く表示される表示態様) によって表示される図 7 に示すような画像が合成され組織性状画像データ DD として出力される。

【 0 0 3 7 】

そして組織性状画像データ DD は映像信号処理回路 4 6 により映像信号に変換され演算ユニット 4 0 0 から出力されて表示器 5 0 0 によって表示される。この正反射光領域を表す予め定められた特定の正反射光表示態様は、生体の組織性状を病変組織と区別し得る表示態様とすれば良く、例えば正反射光領域を枠で囲い面順次光画像データに含まれる正反射光による輝点がこの枠内に見えるような表示形態であっても良い。また、上記表示される画像は、内視鏡先端部が移動していても、常に組織性状を表す画像と共に正反射光領域が予め定められた特定の表示形態により表示されるので信頼性の高い生体の組織性状の観察を行うことができる。

【 0 0 3 8 】

なお、上記組織性状画像を動画像として観察しているときには上記正反射光領域を予め定められた表示形態により表示する処理を行わず、静止画像として観察するときのみ正反射光領域を予め定められた表示形態により表示する処理を行うようにすることもできる。

【 0 0 3 9 】

また、上記組織性状を表す組織性状画像データ DD は正反射光領域を表す正反射領域データ D_{sh} および生体組織の組織性状を表す蛍光収率画像データ D_{ss} の 2 種類のデータを用いて作成されたものであってもよい。この場合には、図 8 に示すように上記蛍光像 Z_k および参照光像 Z_n を対物レンズ 2 3 および励起光

カットフィルタ 2 4 を通して一旦イメージファイバ 2 7 の端面 2 7 c に結像させイメージファイバ 2 7 内を通して他端の端面 2 7 d に伝播し、結像レンズ 3 5 およびダイクロイックミラー 3 6 を介して、それぞれの波長領域毎に蛍光像 Z_k と参照光像 Z_s とに分離して撮像素子 3 7 および撮像素子 3 8 上に結像させ撮像して画像信号を得ることもできる。

【 0 0 4 0 】

なお、組織性状画像は蛍光画像と参照光画像とに基づいて求められたものであればどのような種類の画像であっても良く、例えば、参照光画像として 4 1 0 n m の波長の励起光あるいは赤色の波長領域の参照光を生体組織に照射することによって作成された参照光画像を用いたり、蛍光画像として励起光の照射により生体組織から発生した蛍光の特定の波長領域の強度をこの蛍光の全波長領域の強度で除算した規格化蛍光強度を表す蛍光画像等を用いることもできる。ただし、規格化蛍光強度を求めるためには蛍光像を分光して検出する光学系を付加する必要がある

また、前記正反射光領域の認識方式は上記実施の形態で述べた方式に限らず微分オペレータを用いた画像処理等を採用して正反射が生じた領域を認識してもよい。

【 0 0 4 1 】

また、本発明の蛍光画像測定方法および装置は、蛍光内視鏡に限らずコルポスコプ、手術用顕微鏡等にも適用することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成図

【図 2】

回転フィルタの構造を示す図

【図 3】

各波長領域の光を照射するタイミング示すタイミングチャート図

【図 4】

正反射光領域を閾値 Q の値で区切って認識することを示す図

【図 5】

参照光像 Z_n (a)、蛍光像 Z_k (b) および面順次光像 Z_m (c) を示す図

【図 6】

各画像を重ね合わせる処理の概念図

【図 7】

表示される組織性状画像の概略を示す図

【図 8】

蛍光像 Z_k 等を撮像する他の方式の概略を示す図

【符号の説明】

- 1 生体組織
- 1 1 白色光光源
- 1 2 励起光光源
- 1 3 モータ
- 1 4 回転フィルタ
- 1 5 ダイクロイックミラー
- 1 6 集光レンズ
- 1 7 反射ミラー
- 2 1 照射光ファイバ
- 2 1 a 端面
- 2 1 b 端面
- 2 2 照射レンズ
- 2 3 対物レンズ
- 2 4 励起光カットフィルタ
- 2 5 撮像素子
- 2 6 ケーブル
- 3 1 A/D変換器
- 3 2 参照光画像メモリ
- 3 3 蛍光画像メモリ
- 3 4 面順次光画像メモリ

4 1	正反射光領域認識器
4 2	正反射光領域メモリ
4 3	蛍光収率演算器
4 4	蛍光収率画像メモリ
4 5	組織性状画像合成器
4 6	映像信号処理回路
1 0 0	光源ユニット
2 0 0	内視鏡ユニット
2 0 1	先端部
2 0 2	操作部
3 0 0	中継ユニット
4 0 0	演算ユニット
5 0 0	映像信号は表示器
8 0 0	蛍光内視鏡装置
D k	蛍光画像データ
D m	面順次光画像データ
D n	参照光画像データ
D s h	正反射光領域データ
D s s	蛍光収率画像データ
L b	青色光
L e	励起光
L g	緑色光
L m	面順次光
L n	参照光（近赤外光）
L n	参照光
L r	赤色光
L w	白色光
Z h	反射光像
Z k	蛍光像

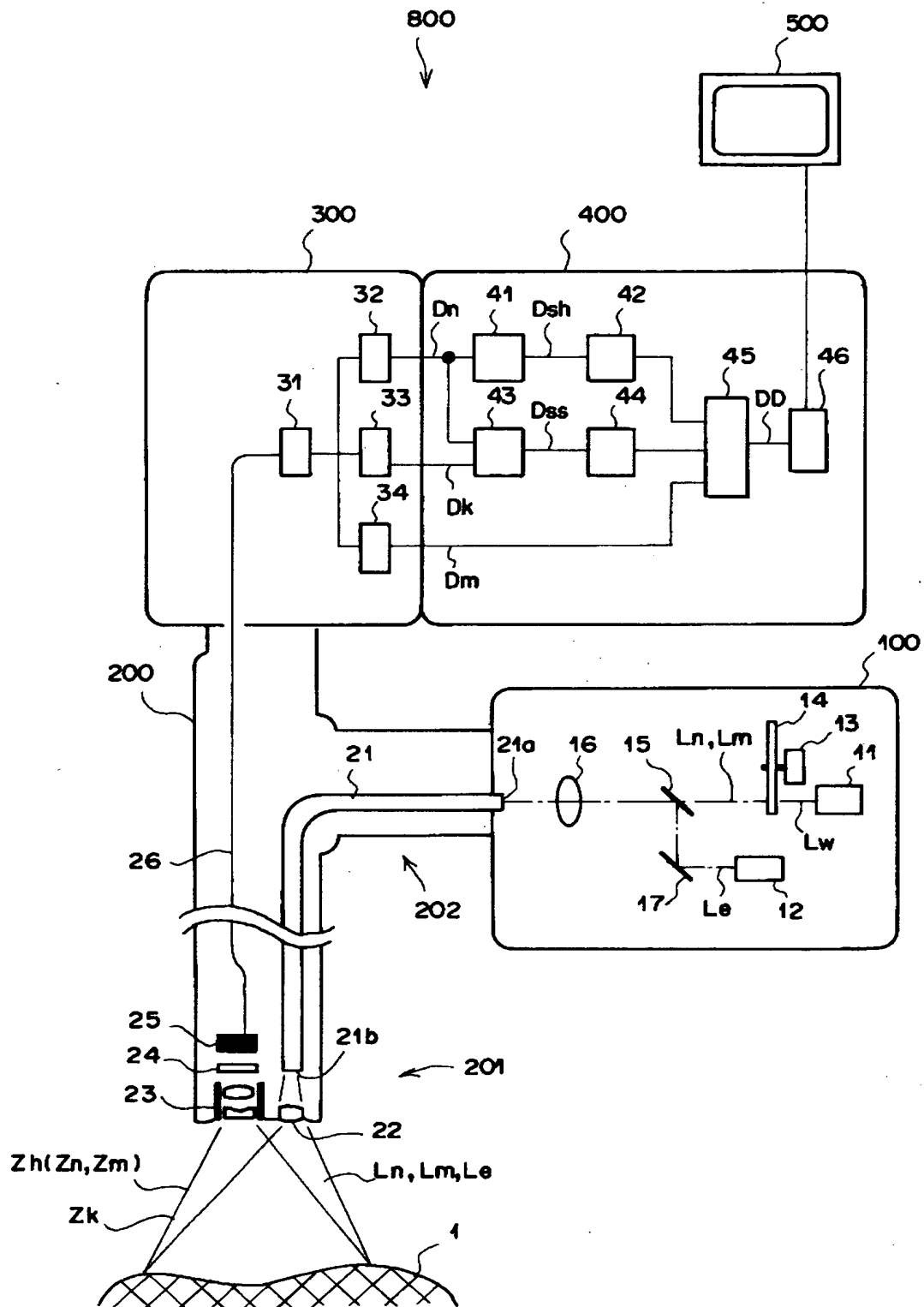
Z m 面順次光像

Z n 参照光像

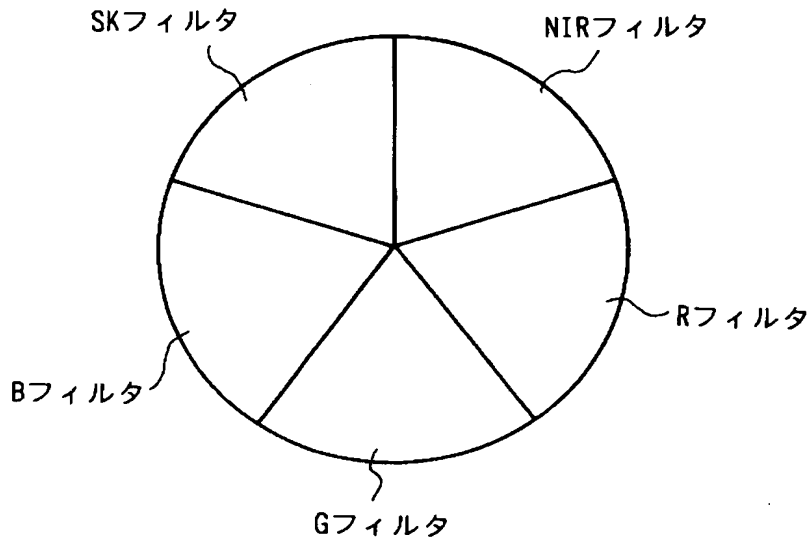
【書類名】

図面

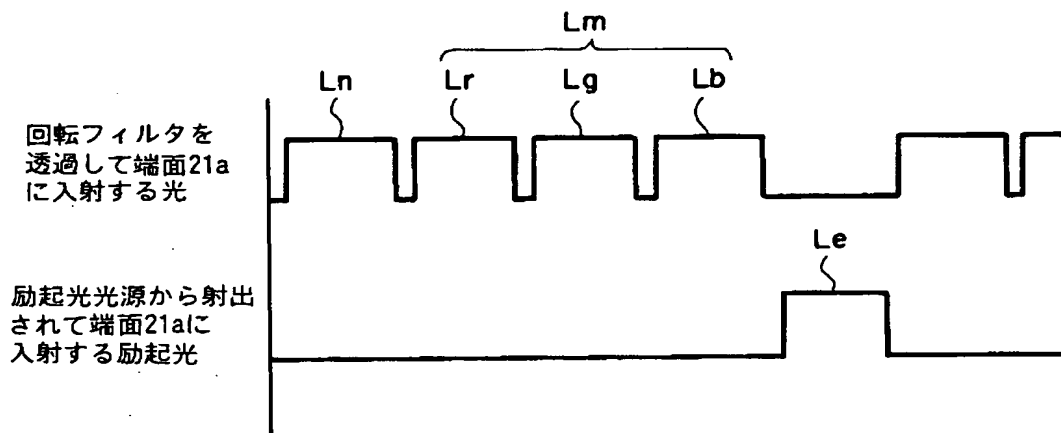
【図 1】



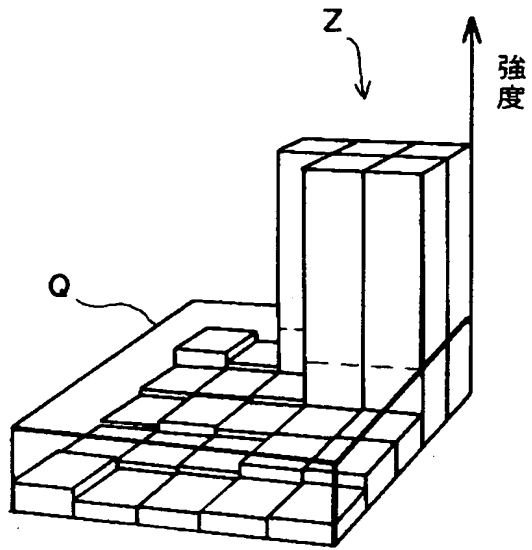
【図 2】



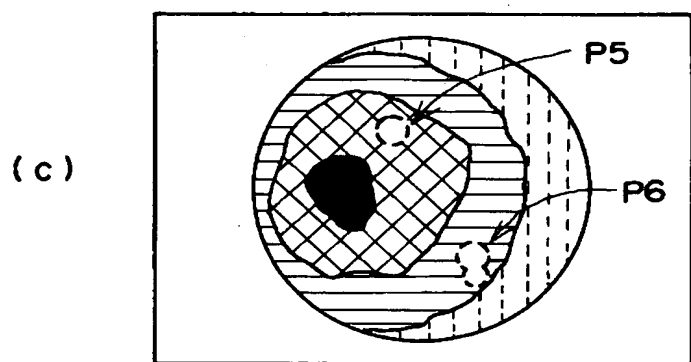
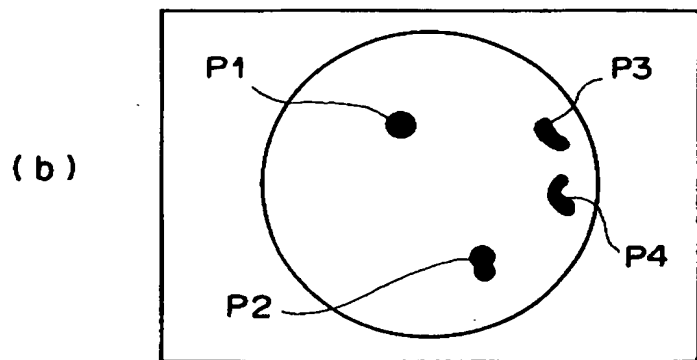
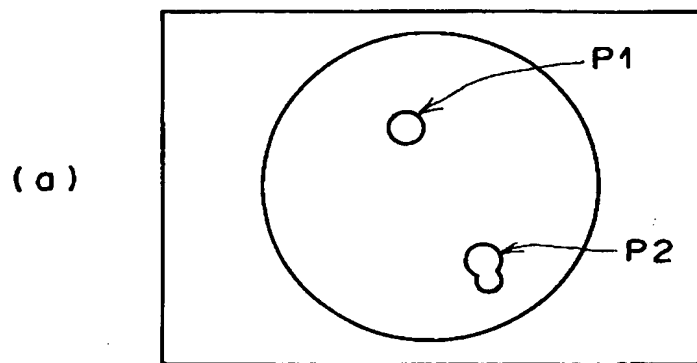
【図 3】



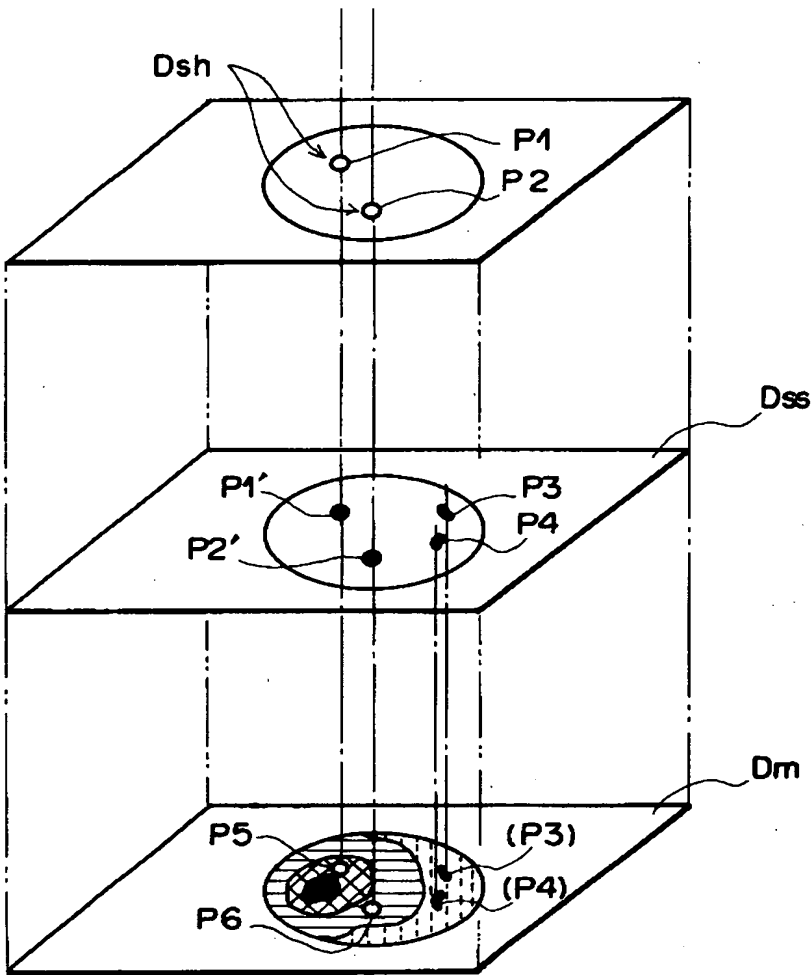
【図 4】



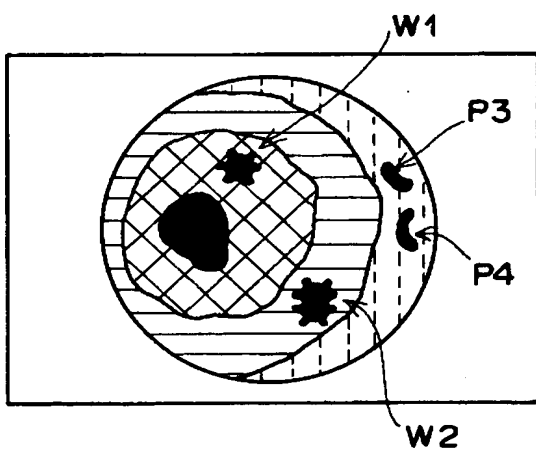
【図 5】



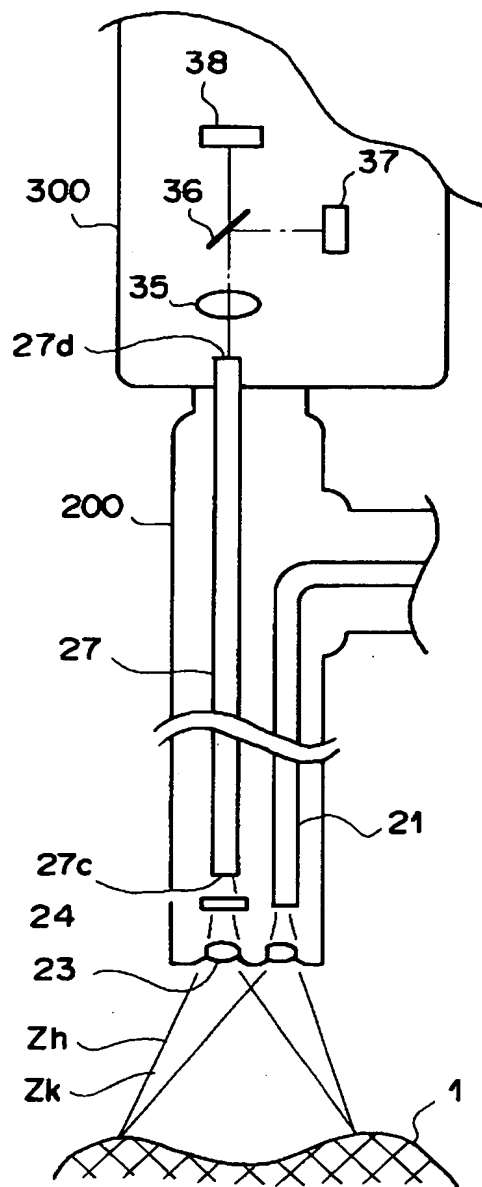
【図 6】



【図 7】



【図 8】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 蛍光画像表示方法および装置において、生体の組織性状を表す画像に含まれる正反射光による輝点の領域を予め定められた形態で表示する。

【解決手段】 光源 1 0 0 から射出された励起光と参照光とを内視鏡ユニット 2 0 0 を経由して生体組織 1 に照射し、この生体組織 1 から発生した蛍光および生体組織 1 によって反射された参照光を撮像素子 2 5 によって蛍光画像および参照光画像として検出し、参照光画像に含まれる正反射光領域を演算ユニット 4 0 0 によって認識し、蛍光画像と参照光画像とに基づいて作成された生体組織 1 の組織性状を表す組織性状画像と共に、この正反射光領域を予め定められた特定の正反射光領域表示態様で表示器 5 0 0 に表示する。

【選択図】 図 1

認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2000-004939
受付番号	50000025173
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0090
作成日	平成12年 1月14日

<認定情報・付加情報>

【提出日】	平成12年 1月13日
【特許出願人】	
【識別番号】	000005201
【住所又は居所】	神奈川県南足柄市中沼 210 番地
【氏名又は名称】	富士写真フイルム株式会社
【代理人】	申請人
【識別番号】	100073184
【住所又は居所】	神奈川県横浜市港北区新横浜 3-18-20 B E N E X S-1 7 階 柳田国際特許事務所
【氏名又は名称】	柳田 征史
【選任した代理人】	
【識別番号】	100090468
【住所又は居所】	神奈川県横浜市港北区新横浜 3-18-20 B E N E X S-1 7 階 柳田国際特許事務所
【氏名又は名称】	佐久間 剛

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [0 0 0 0 0 5 2 0 1]

1. 変更年月日	1 9 9 0 年 8 月 1 4 日
[変更理由]	新規登録
住 所	神奈川県南足柄市中沼 2 1 0 番地
氏 名	富士写真フイルム株式会社